

19 RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
PARIS

AO
2 649 512
11 N° de publication :
(à utiliser que pour les
commandes de reproduction)
21 N° d'enregistrement national : 89 15521
51 Int Cl^e : G 06 F 15/42, A 61 M 21/00//A 61 B 5/024

12

BREVET D'INVENTION

B1
35

54 DISPOSITIF POUR DISCRIMINER UN ETAT DE SOMMEIL

22 Date de dépôt : 24.11.89.

30 Priorité : 07.07.89 JP 17642589.

60 Références à d'autres documents nationaux
apparentés :

71 Demandeur(s) : Société dite : MATSUSHITA
ELECTRIC WORKS LTD. - JP.

43 Date de la mise à disposition du public
de la demande : 11.01.91 Bulletin 91/02.

45 Date de la mise à disposition du public du
brevet d'invention : 02.09.94 Bulletin 94/35.

56 Liste des documents cités dans le rapport
de recherche :

Se reporter à la fin du présent fascicule

72 Inventeur(s) : EMI KOYAMA - AKIHIRO MIC-
HIMORI - HIROSHI HAGIWARA

73 Titulaire(s) :

74 Mandataire(s) : BUREAU D.A CASALONGA -
JOSSE

FR 2 649 512 - B1



RAPPORT DE RECHERCHE

articles L.612-14 et L.612-17 du code de la propriété intellectuelle;
articles 40 à 53 du décret n° 79-822 du 19 septembre 1979 modifié

OBJET DU RAPPORT DE RECHERCHE

Après l'accomplissement de la procédure prévue par les textes rappelés ci-dessus, le brevet est délivré. L'Institut National de la Propriété Industrielle n'est pas habilité, sauf dans le cas d'absence manifeste de nouveauté, à en refuser la délivrance. La validité d'un brevet relève exclusivement de l'appréciation des tribunaux.

L'I.N.P.I. doit toutefois annexer à chaque brevet un "RAPPORT DE RECHERCHE" citant les éléments de l'état de la technique qui peuvent être pris en considération pour apprécier la brevetabilité de l'invention. Ce rapport porte sur les revendications figurant au brevet qui définissent l'objet de l'invention et délimitent l'étendue de la protection.

Après délivrance, l'I.N.P.I. peut, à la requête de toute personne intéressée, formuler un "AVIS DOCUMENTAIRE" sur la base des documents cités dans ce rapport de recherche et de tout autre document que le requérant souhaite voir prendre en considération.

CONDITIONS D'ÉTABLISSEMENT DU PRÉSENT RAPPORT DE RECHERCHE

- Le demandeur a présenté des observations en réponse au rapport de recherche préliminaire.
- Le demandeur a maintenu les revendications.
- Le demandeur a modifié les revendications.
- Le demandeur a modifié la description pour en éliminer les éléments qui n'étaient plus en concordance avec les nouvelles revendications.
- Les tiers ont présenté des observations après publication du rapport de recherche préliminaire.
- Un rapport de recherche préliminaire complémentaire a été établi.

DOCUMENTS CITÉS DANS LE PRÉSENT RAPPORT DE RECHERCHE

La répartition des documents entre les rubriques 1, 2 et 3 tient compte, le cas échéant, des revendications déposées en dernier lieu et/ou des observations présentées.

- Les documents énumérés à la rubrique 1 ci-après sont susceptibles d'être pris en considération pour apprécier la brevetabilité de l'invention.
- Les documents énumérés à la rubrique 2 ci-après illustrent l'arrière-plan technologique général.
- Les documents énumérés à la rubrique 3 ci-après ont été cités en cours de procédure, mais leur pertinence dépend de la validité des priorités revendiquées.
- Aucun document n'a été cité en cours de procédure.

N° d'enregistrement national:

8915521

N° de publication:

**1. ÉLÉMENTS DE L'ÉTAT DE LA TECHNIQUE SUSCEPTIBLES D'ÊTRE PRIS EN
CONSIDÉRATION POUR APPRÉCIER LA BREVETABILITÉ DE L'INVENTION**

Référence des documents (avec indication, le cas échéant, des parties pertinentes)	Revendications du brevet concernées
<p>PROCEEDINGS OF THE 24TH ANNUAL CONFERENCE ON ENGINEERING IN MEDECINE AND BIOLOGY, THE ALLIANCE FOR ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY PUBLISHERS vol. 13, 1971, LAS VEGAS, NEVADA, US ; page 361 P.H. RICHARDSON ET AL 'SLEEP STAGE DETERMINATION FROM HEART DATA' * le document en entier *</p>	1 à 6
<p>US-A-4 228 806 (D.LIDOW) 21 Octobre 1980 • colonne 2, ligne 49 - ligne 65 * • colonne 3, ligne 10 - ligne 32 *</p>	1 à 6
<p>PROCEEDINGS OF THE 1976 REGION V IEEE CONFERENCE DIGEST, IEEE NEW YORK, US ; 14 Avril 1976. AUSTIN, TEXAS, US ; pages 203 - 207 P.C. RICHARDSON ET AL 'DETECTION OF SLEEP CYCLE INFORMATION USING BEAT BY BEAT HEART RATE' • page 203, colonne de droite, ligne 29 - page 204, colonne de droite, ligne 28 *</p>	1 à 4
<p>US-A-4 776 345 (D.E. COHEN ET AL.) 11 Octobre 1988 • colonne 4, ligne 33 - ligne 42 * • colonne 6, ligne 7 - ligne 15 * • colonne 8, ligne 65 - colonne 9, ligne 17 * • colonne 11, ligne 5 - ligne 40 * • colonne 12, ligne 23 - ligne 28 * • colonne 17, ligne 20 - ligne 37 * • colonne 25, ligne 14 - ligne 26 *</p>	1 à 6

2649512

N° d'enregistrement national:

8915521

N° de publication:

**2. ÉLÉMENTS DE L'ÉTAT DE LA TECHNIQUE ILLUSTRANT
L'ARRIÈRE-PLAN TECHNOLOGIQUE GÉNÉRAL**

N E A N T

**3. ÉLÉMENTS DE L'ÉTAT DE LA TECHNIQUE
DONT LA PERTINENCE DÉPEND DE LA VALIDITÉ DES PRIORITÉS**

Référence des documents (avec indication, le cas échéant, des parties pertinentes)	Revendications du brevet concernées

N E A N T

1

DISPOSITIF POUR DISCRIMINER UN ETAT DE SOMMEIL

La présente invention concerne un dispositif qui décèle l'état du sommeil d'un humain, pendant tout le temps durant lequel il se trouve au lit, en se basant sur 5 des signaux biologiques tels que la fréquence du pouls, la cadence respiratoire, etc..

Le système du type mentionné peut contribuer efficacement à assurer un sommeil optimal ou de bonne qualité ou bien servir à des fins analogues grâce à une 10 discrimination de l'état du sommeil à un moment établi préalablement, à une détermination de l'instant optimal du réveil en réponse à l'état de sommeil discriminé, etc..

Il est bien connu que l'état du sommeil pendant chaque nuit des êtres humains n'est généralement pas 15 uniforme mais qu'un cycle dit REM/NREM de sommeil paradoxal (REM) et de sommeil lent (NREM) se répète plusieurs fois périodiquement suivant un cycle de 80 à 120 minutes et que, au cours d'un sommeil normal, chacun

de ces cycles entraîne un changement de l'état du sommeil, de telle sorte qu'un état de sommeil relativement léger est remplacé par un état de sommeil relativement profond, puis l'état de sommeil léger réapparaît après un certain temps continu de l'état de sommeil profond et, ensuite, le sommeil paradoxal (REM) apparaît. Dans ce contexte, le sommeil paradoxal (REM) représente une période durant laquelle le sommeil présente des caractéristiques différentes de celles du sommeil lent (NREM) et est considéré comme étant l'état après lequel on peut passer facilement dans l'état de réveil tant que la personne humaine dort d'un sommeil naturel. En d'autres termes, on considère comme étant optimal que la personne s'éveille en plusieurs minutes immédiatement après le sommeil paradoxal (REM). c'est-à-dire pendant une période de réveil.

Récemment, on a suggéré diverses tentatives pour obtenir un état de réveil confortable en utilisant les variations précitées du sommeil. Par exemple, la Demande de Brevet Japonais n° 63-205592 ouverte à l'Inspection Publique décrit un réveille-matin auquel on transmet, sous la forme de données, le temps nécessaire pour que la fréquence du pouls atteigne un certain nombre d'unités pour soumettre les données en permanence à une analyse, afin de discriminer, dans la variation de l'état de sommeil, l'apparition du sommeil paradoxal et pour obtenir l'état de réveil au moyen d'un signal d'alarme

approprié engendre lors de la discrimination du sommeil paradoxal. Dans le cas de ce réveille-matin, on peut empêcher la génération du signal de réveil pendant le sommeil lent afin d'éviter que l'utilisateur soit 5 réveillé dans de mauvaises conditions par le signal d'alarme qui l'oblige à s'éveiller et qui est engendré pendant que l'utilisateur se trouve dans l'état de sommeil relativement profond correspondant au sommeil lent (NREM). Toutefois, du fait que l'on considère qu'un 10 réveil brutal même pendant le sommeil paradoxal peut encore donner à l'utilisateur une sensation d'inconfort et que le réveille-matin de la Demande de Brevet Japonais précitée n'effectue la discrimination qu'entre le sommeil paradoxal (REM) et le sommeil lent (NREM) un problème 15 subsiste encore dans l'obtention d'un réveil très confortable, ce problème étant le plus probablement dû au fait que l'on n'a pas réussi à discriminer un état extrêmement précis du sommeil.

Le brevet US N° 4.228.806 décrit également un 20 dispositif qui effectue la discrimination entre le sommeil léger à l'aide de l'activité encéphalique par électro-encéphalographie et de la fréquence du pouls et, en fonction de la mesure, l'émission d'un signal d'alarme pendant le sommeil léger. Toutefois, dans la pratique, la 25 génération du signal d'alarme dans ce dispositif connu a également lieu pendant le sommeil paradoxal (REM) et le même problème que dans le dispositif de réveil de la

demande de brevet japonais précitée reste non résolu. Pourtant, l'agencement de ce dispositif connu du brevet US N° 4.228.806 dans lequel on utilise une électro-encéphalographie pour discriminer l'état du sommeil de l'utilisateur exige, de façon inhérente, que les électrodes du détecteur de l'activité encéphalique soient placées sur la tête de l'utilisateur de sorte que, bien que la précision de la discrimination puisse être améliorée, l'inconvénient est que l'utilisation de ce dispositif est assez gênante pour l'utilisateur, cela dans une mesure suffisante pour rendre ce dispositif impropre à un usage privé ou domestique sauf dans les hôpitaux où l'on traite les désordres du sommeil, et que l'agencement nécessaire pour la mesure de l'activité encéphalique et le traitement des données pour la discrimination voulue rendent ce dispositif volumineux et assez coûteux.

Dans les Demandes de Brevets Japonais N° 63-19161, 63-82673 et 63-150047 ouvertes à l'Inspection Publique on a suggéré, en outre, diverses dispositions pour obtenir un réveil confortable et pour faciliter l'endormissement au moyen de la mesure de la fréquence du pouls ou d'une analyse électro-encéphalographique.

Toutefois, dans ces demandes de brevets on ne suggère pas non plus de moyens permettant d'obtenir des informations efficaces contribuant à un réveil confortable grâce à une estimation fiable du sommeil lent

et du sommeil paradoxal à l'aide de signaux biologiques tels que la fréquence du pouls que l'on peut obtenir d'une manière simple et facile tandis que le signal biologique peut également être la fréquence respiratoire, 5 la température du corps qu'il est possible d'utiliser grâce à la mesure des rayons infrarouges émis par le corps humain, etc..

Un objet principal de la présente invention est par conséquent de fournir un dispositif permettant de 10 discriminer avec une grande précision l'état du sommeil, en particulier le sommeil paradoxal et le sommeil lent à l'aide d'un agencement simple et peu coûteux qui peut fournir les informations nécessaires pour la discrimination en se basant sur un signal biologique 15 pouvant être obtenu facilement, comme, par exemple, la fréquence du pouls, et pour contribuer suffisamment à une transmission des informations capable d'assurer un réveil confortable.

Selon la présente invention, on atteint cet objet à 20 l'aide d'un dispositif permettant de discriminer l'état du sommeil et dans lequel un signal du corps humain qu'il est facile d'obtenir par unité de temps établie par un moyen d'établissement de temps de mesure est mesuré par un moyen de mesure afin d'obtenir un signal biologique, 25 une variation dans ce signal biologique est calculée par un moyen de calcul de variation, et le sommeil lent ainsi que tout autre sommeil sont discriminés par un moyen de

discrimination d'état de sommeil sur la base de la variation du signal biologique caractérisé en ce que le moyen de calcul de variation fournit des indices de variation indiquant la tendance de la variation du signal 5 biologique sur la base d'une première valeur de variation montrant une tendance d'incrémentation en séries chronologiques de la valeur mesurée du signal biologique à partir du temps de départ de la mesure, et le moyen de discrimination d'état de sommeil discrimine les états du 10 sommeil en se basant sur la densité de distribution des indices de variation qui dépassent un seuil prédéterminé.

D'autres objets et avantages de la présente invention apparaîtront dans la description donnée ci-après en référence aux dessins annexés, sur lesquels :

15 la figure 1 est un schéma synoptique montrant le dispositif de discrimination de l'état du sommeil selon la présente invention ;

la figure 2 est un organigramme du fonctionnement d'un moyen pour établir une fréquence de pouls de 20 référence dans le dispositif de la figure 1 ;

la figure 3 est un graphique pour effectuer une analyse de régression dans le dispositif de la figure 1 ;

la figure 4 est un organigramme montrant une partie du fonctionnement à l'endroit d'un moyen de calcul 25 d'indices de variation dans le dispositif de la figure 1 ;

la figure 5 est un graphique pour discriminer

l'état de sommeil dans le dispositif de la figure 1 ;

la figure 6 est un graphique montrant un exemple de l'état de sommeil discriminé dans le système de la figure 1 ; et

5 la figure 7 est un graphique montrant des variations des signaux biologiques et de l'état de sommeil.

En se référant à la figure 1 qui montre le système selon la présente invention pour discerner l'état du sommeil, on voit qu'un moyen de mesure 11 reçoit, en tant que signal d'entrée, un signal d'onde pulsée en provenance d'un détecteur d'onde pulsée (non représenté). Pour ce détecteur d'onde pulsée, on peut utiliser, par exemple, un photodétecteur qui détecte une variation dans 10 l'écoulement sanguin à l'extrémité d'un doigt, ou au lobe d'une oreille ou dans toute autre partie analogue, sous forme d'une variation apparaissant dans le facteur de réflexion de lumière ou dans la propriété de transmission de lumière et le signal de détection de ce photodétecteur. Pour ce détecteur d'onde pulsée, on peut utiliser, par exemple, un photodétecteur qui détecte une variation dans 15 l'écoulement sanguin à l'extrémité d'un doigt, ou au lobe d'une oreille ou dans toute autre partie analogue, sous forme d'une variation apparaissant dans le facteur de réflexion de lumière ou dans la propriété de transmission de lumière et le signal de détection de ce photodétecteur. Pour ce détecteur d'onde pulsée, on peut utiliser, par exemple, un photodétecteur qui détecte une variation dans 20 l'écoulement sanguin à l'extrémité d'un doigt, ou au lobe d'une oreille ou dans toute autre partie analogue, sous forme d'une variation apparaissant dans le facteur de réflexion de lumière ou dans la propriété de transmission de lumière et le signal de détection de ce photodétecteur. Pour ce détecteur d'onde pulsée, on peut utiliser, par exemple, un photodétecteur qui détecte une variation dans 25 l'écoulement sanguin à l'extrémité d'un doigt, ou au lobe d'une oreille ou dans toute autre partie analogue, sous forme d'une variation apparaissant dans le facteur de réflexion de lumière ou dans la propriété de transmission de lumière et le signal de détection de ce photodétecteur. Bien que l'unité de temps soit principalement une minute, on utilise des données pour chaque fraction de 30 secondes comme unité de temps.

pendant que l'utilisateur est suppose commencer à dormir. La fréquence de pouls $H(t)$ ainsi obtenue comprend une certaine composante de bruit due au mouvement du corps, ou à d'autres causes analogues, mais peut être considérée comme utilisable sans problème pour obtenir la tendance de la variation de la fréquence de pouls.

La fréquence du pouls $H(t)$ est fournie, par l'intermédiaire d'un élément de commutation SW, à un moyen 12 d'établissement de fréquence de référence de pouls formant une section d'établissement de valeur de référence. L'élément de commutation SW est commandé par un signal de démarrage fourni lors de l'actionnement d'un interrupteur de démarrage 13 et l'élément de commutation SW est place dans l'état PERME par actionnement de l'interrupteur de démarrage 13 quand la mesure doit commencer. Le signal de démarrage est également fourni au moyen de mesure 11 ainsi qu'au moyen 14 servant à engendrer un stimulus pour aider l'utilisateur à s'endormir. Au moyen de mesure 11, l'unité de temps est fixée à 30 secondes et le moyen 14 de génération de stimulus agit de manière à fournir le stimulus approprié pour aider l'utilisateur à se sentir somnolent et à s'endormir. En d'autres termes, le moyen de génération de stimulus est conçu pour engendrer un stimulus efficace pour favoriser l'endormissement de l'utilisateur, comme par exemple un stimulus sonore constitué par une musique lente et endormante qui diminue d'intensité et disparaît.

en plusieurs minutes, un stimulus aromatique contenant un composant considéré comme étant efficace pour une action sédative (par exemple une senteur de lavande), un stimulus vibratoire, un stimulus optique ou autre 5 stimulus analogue seul ou en combinaison.

Le moyen 12 d'établissement de fréquence de référence de pouls effectue un traitement tel que celui représenté dans l'organigramme de la figure 2 pour éliminer tout bruit et pour déterminer une fréquence de 10 référence Hr de pouls qui peut être considérée comme étant une fréquence de pouls pendant l'état au repos et l'état au réveil depuis le moment où l'on s'installe dans le lit jusqu'au moment où l'on commence à dormir, cela en tant que valeur de référence. Par conséquent, dans le 15 moyen 12 d'établissement de fréquence de pouls, six des signaux de fréquence de pouls H(t) émis par le moyen de mesure 11, c'est-à-dire les signaux de sortie de celui-ci pour chaque période de 3 minutes, sont traités d'un seul bloc de sorte que, dans un état où plus de quatre points 20 de moins de ± 3 par rapport à une valeur moyenne pour les six valeurs de fréquence de pouls sont présents, l'utilisateur est considéré se trouver dans un état de repos présentant une variation plus faible de fréquence de pouls, et une opération de régression est effectuée 25 avec les valeurs restantes après l'élimination des valeurs dépassant ± 3 par rapport à la valeur moyenne (voir figure 3) c'est-à-dire une courbe de régression

représentant la tendance de la variation de fréquence du pouls $H(t)$ par rapport au temps écoule, cela au moyen d'une analyse de régression linéaire. Quand un coefficient de régression satisfait à la condition $a < a-th < 0$, dans laquelle $a-th$ est un seuil négatif établi, la fréquence du pouls $H(t)$ est considérée comme diminuant, et une somme des deux premières des valeurs inférieures à ± 3 par rapport à la valeur moyenne précédente des données soumises à l'opération de régression est effectuée pour donner la fréquence de référence H_r de pouls. Quand la condition ci-dessus n'est pas satisfaite, la valeur obtenue en multipliant la valeur moyenne précédente par 2 est considérée comme étant la fréquence de référence H_r de pouls. De cette façon, la fréquence de référence H_r de pouls est déterminée comme étant une fréquence de pouls par minute au moment où une plus faible variation est constatée dans les séquences de fréquence de pouls $H(t)$. En d'autres termes, la fréquence de référence H_r de pouls doit être établie à un moment où la fréquence de pouls $H(t)$ est devenue stable, ceci étant basé sur le constat que la fréquence de pouls $H(t)$ se trouve stabilisée pendant l'état au repos et au réveil.

La fréquence de référence H_r de pouls correspondant donc à la fréquence de pouls pendant l'état au repos et l'état au réveil et émise par le moyen 12 d'établissement de fréquence de référence de pouls est fournie au moyen

15 de présomption d'instant d'endormissement, où une valeur de 80 à 95% par exemple. 93% de la fréquence de référence H_r de pouls sont pris comme seuil. Ensuite, dans le moyen 15 de présomption de temps d'endormissement, les signaux de fréquence de pouls $H(t)$ sont soumis au même traitement que dans le moyen 12 d'établissement de fréquence de référence de pouls pour déterminer si oui ou non la fréquence de pouls $H(t)$ se trouve dans la période de décroissance afin que, dans le cas où la fréquence de pouls $H(t)$ détectée pendant la période de décroissance devient inférieure au seuil, l'utilisateur est considéré comme ayant commencé à dormir à ce moment et le moyen 15 fournit un signal d'endormissement. L'élément de commutation SW est placé dans la position OUVERTE quand ce signal d'endormissement est engendré et l'unité de temps utilisée pour compter la fréquence du pouls dans le moyen de mesure 11 est modifiée de 30 secondes à 1 minute. Le signal d'endormissement arrête le fonctionnement du moyen 14 de génération de stimulus d'endormissement et fait également passer un moyen 16 de commande de charge en position OUVERTE. Ce moyen 16 de commande de charge est actionné pour commander le BRANCHEMENT et le DEBRANCHEMENT d'une charge extérieure et est placé avant le sommeil dans l'état FERME pour le BRANCHEMENT mais est mis dans l'état OUVERT pour le DEBRANCHEMENT à la réception du signal d'endormissement, grâce à quoi on peut empêcher qu'un récepteur TV, un luminaire et autres

dispositifs électriques analogues, représentant la charge extérieure précitée, soient branchés et perturbent le sommeil de l'utilisateur. La fréquence de pouls $H(t)$ et la fréquence de référence H_r de pouls, obtenues comme décrit ci-dessus, sont introduites dans un moyen 17 d'exploitation d'indice de variation qui comprend un moyen 18 de calcul de moyenne mobile et un moyen 19 de calcul d'indice de variation, ce premier obtenant une moyenne mobile $A(t)$ de la fréquence de pouls $H(t)$ et ce dernier obtenant un indice de variation $C(t)$ sur la base de la fréquence de pouls $H(t)$ et de la moyenne mobile $A(t)$. Dans le présent cas, le moyen 18 de calcul de moyenne mobile stocke les fréquences de pouls $H(t)$ qui sont reçues pendant chaque minute du moyen de mesure 11 et calcule successivement la moyenne mobile sur un intervalle de temps de τ minutes ($\tau=5$, par exemple) établi avant et après les instants respectifs, c'est-à-dire, quand le calcul est effectué en temps réel, une moyenne mobile sur un temps de τ minutes avant l'instant du calcul. Du fait que les fréquences de pouls $H(t)$ pour chaque période de 30 secondes sont fournies par le moyen de mesure 11 avant la génération du signal d'endormissement, le moyen 19 de calcul d'indice de variation effectue une addition deux par deux des fréquences de pouls $H(t)$ jusqu'à la génération du signal d'endormissement pour obtenir ainsi la fréquence de pouls $H(t)$ pour chaque unité de temps.

En ce qui concerne la valeur centrale servant à calculer la moyenne mobile, les différences par rapport à toutes les autres valeurs se situant dans une plage où la moyenne mobile est calculée sont effectuées et, quand le 5 nombre des valeurs dont la différence dépasse un seuil prédéterminé ϵ ($\epsilon=3$, par exemple) est supérieur à 70% du nombre des valeurs se situant dans la plage servant à calculer la moyenne mobile, la valeur qui représente une valeur anormale est éliminée. En d'autres termes, quand 10 une valeur anormale est présente pendant le calcul de la moyenne mobile, la valeur moyenne de laquelle on peut éliminer toute valeur anormale doit être utilisée comme valeur mobile, grâce à quoi toute influence sur la moyenne mobile de la composante de bruit dans le cas où 15 la valeur moyenne varie brusquement par suite d'un mouvement du corps de l'utilisateur ou pour toute autre raison analogue, peut être éliminée. En outre, quand la valeur, au moment où la valeur mobile est obtenue, est une valeur anormale, une interpolation linéaire entre une 20 paire de valeurs normales qui sont les plus voisines avant et après l'instant considéré est effectuée et la moyenne mobile est remplacée par cette valeur obtenue par interpolation linéaire. Il n'est pas possible d'obtenir la moyenne mobile pendant une période de 2 minutes à 25 partir du moment de démarrage et, pendant cette période, les valeurs moyennes mobiles sont calculées approximativement, la fréquence de référence Hr du pouls

fournie par le moyen 12 d'établissement de fréquence de référence du pouls étant définie comme étant une valeur initiale de la valeur mobile.

D'autre part, le système est conçu de manière à pouvoir distinguer l'état de sommeil à des intervalles de temps fixes à partir du moment du démarrage jusqu'au moment du réveil, selon la manière suivant laquelle le moyen 20 d'établissement de temps est réglé, et le système dans le présent cas est mis en marche par actionnement de l'interrupteur de démarrage 13, comme on l'a décrit partiellement, après quoi le moment où est mesuré l'instant du réveil est préalablement établi par un moyen 20 d'établissement de temps. Dans le présent cas, la mesure de l'état ensommeillé à partir du temps de démarrage est effectuée au moins une fois pendant la période de sommeil de l'utilisateur et, si l'instant d'éveil voulu est T_w et l'intervalle de temps de discrimination est T_i , l'état ensommeillé doit alors être discriminé à un moment de mesurage :

$$t_n = T_w - n \cdot T_i \quad (n=1,2\dots N)$$

En d'autres termes, la discrimination de l'état de sommeil doit commencer en avance d'un temps $n \cdot T_i$ par rapport à l'instant de réveil établi T_w . L'intervalle de temps T_i est fixé de manière à être un multiple entier de l'unité de temps établi par le moyen de mesure 11, et la plus petite unité sera 1 minute, c'est-à-dire l'unité de temps. A chaque instant de discrimination t_n , le calcul

dans le moyen 19 de calcul d'indice de variation est effectué à l'aide de la fréquence de pouls $H(t)$ et des moyennes mobiles $A(t)$ obtenues à partir de l'instant de démarrage jusqu'au temps de discrimination t_n , et la 5 discrimination de l'état de sommeil est effectuée comme ci-après.

Plus spécifiquement, et en se référant aux figures 4 et 5, le moyen 19 de calcul d'indice de variation obtient tout d'abord une courbe de tendance $Tr(t)$ 10 montrant une tendance de la variation momentanée des séquences $H(t)$ sur la base de la moyenne mobile $A(t)$. Cette courbe de tendance $Tr(t)$ est celle obtenue de manière telle qu'une première courbe de rythme R_1 est obtenue avec les valeurs minimales de la moyenne mobile à 15 chaque unité de temps prédéterminée dans le sens d'écoulement du temps, une seconde courbe de rythme R_2 est obtenue avec les valeurs minimales de la moyenne mobile à chaque unité de temps prédéterminée en sens inverse d'écoulement du temps et la valeur plus élevée entre les première et seconde courbes de rythme R_1 et R_2 20 à chaque instant est portée sous la forme d'un point de la courbe $Tr(t)$. Ensuite, la courbe de tendance obtenue $Tr(t)$ est comparée avec les fréquences de pouls $H(t)$ fournies par le moyen de mesure 11, en ce qui concerne 25 l'amplitude, et un incrément $I(t)$ de la fréquence de pouls $H(t)$ par rapport à la courbe de tendance $Tr(t)$ est représenté par l'expression suivante :

16

$$I(t) = H(t) - Tr(t) \dots \text{quand } H(t) \geq Tr(t), \text{ et}$$

$$I(t) = 0 \dots \text{quand } H(t) < Tr(t).$$

En outre, la racine $D(t)$ de la moyenne quadratique de la différence entre la fréquence de pouls $H(t)$ et la moyenne mobile $A(t)$ dans une plage de temps de τ minutes avant et après le temps de référence t (c'est-à-dire, l'écart type dans cette plage) est donnée par l'expression suivante :

$$D(t) = (\sum (H(t+j) - A(t))^2 / 2\tau + 1)^{1/2}$$

où $j = -\tau, \tau$ et $0 \leq t+j \leq tn$. L'indice de variation $C(t)$ est donné par la combinaison linéaire (a) de l'incrément obtenu $I(t)$ et de l'écart type $D(t)$ comme dans l'expression suivante :

$$C(t) = a_1 \cdot I(t) + a_2 \cdot D(t)$$

Du fait que l'incrément $I(t)$ présente entre les individus une plus grande différence que l'écart type $D(t)$, les poids a_1 et a_2 sont fixés de manière à satisfaire la condition $a_1 < a_2$. Le signal de sortie obtenu avec $a_1=1$ et $a_2=2$ par exemple est représenté par un graphique (f) sur la figure 5, dans laquelle les graphiques (a)-(e) représentent la fréquence de pouls $H(t)$, la moyenne mobile $A(t)$, la courbe de tendance $Tr(t)$ et l'écart type $D(t)$, respectivement. Dans ce cas, la fréquence de pouls $H(t)$ montre une variation momentanée plus faible pendant le sommeil lent (NREM) de sorte que l'indice de variation $C(t)$ (graphique (f) sur la figure 5) est également faible, tandis que la fréquence de pouls $H(t)$ est plus grande pendant le sommeil paradoxal (REM) ou au réveil, de sorte

que l'indice de variation $C(t)$ est également plus grand. En d'autres termes, l'indice de variation $C(t)$ est un indice dans lequel l'incrémentation et la décrémentation ainsi que la variation instantanée sont combinées et il 5 est possible de distinguer, l'un de l'autre, le sommeil lent (NREM) et le sommeil paradoxal (REM) en fonction de l'amplitude de l'indice de variation $C(t)$.

Par conséquent, l'indice de variation $C(t)$ est comparé avec un seuil C_{th} établi dans un moyen 21 16 d'exploitation d'indice de sommeil. En d'autres termes, un indice de sommeil $S(t)$ est établi au moyen de l'amplitude de l'indice de variation $C(t)$ par rapport au seuil C_{th} , cet indice de sommeil $S(t)$ étant défini par l'expression suivante :

$$\begin{aligned} 15 \quad S(t) &= 1 \dots \text{quand } C(t) \geq C_{th}, \text{ et} \\ &S(t) = 0 \dots \text{quand } C(t) < C_{th}. \end{aligned}$$

Ici, le seuil C_{th} est établi de façon telle que les indices de variation $C(t)$ sont disposés successivement depuis le plus grand jusqu'au plus petit et 20% de ces 20 indices supérieurs plus grands sont $S(t)=1$. En d'autres termes, $S(t)=1$ est attribué aux 20% supérieurs des indices de variation $C(t)$, tandis que $S(t)=0$ est attribué aux 80% inférieurs. Cet établissement ou réglage du seuil C_{th} est basé sur le constat que, comme dans ce qui précède, les indices de variation $C(t)$ correspondent à l'état de sommeil, de sorte que la période montrant les indices de variation plus grands $C(t)$ correspond au sommeil 25

paradoxal (REM) et que ce sommeil paradoxal (REM) occupe environ 20% de la période complète d'un sommeil normal durant la nuit.

Les indices de sommeil $S(t)$ obtenus de la manière décrite ci-dessus sont répartis, par exemple, comme dans le graphique (g) de la figure 5, où les points représentant $S(t)=1$ sont représentés par des traits noirs, et la figure 5 montre que la période de densité de distribution plus élevée des traits noirs représentant $S(t)=1$ correspond à l'apparition des périodes de sommeil paradoxal (REM) et de réveil. Ceci étant, on détermine que l'utilisateur se trouve dans la période de sommeil lent (NREM), dans la période de sommeil paradoxal (REM) ou dans la période de réveil de la manière suivante. En premier lieu, on examine successivement dans la direction d'écoulement du temps les points respectifs où $S(t)=1$, on établit des intervalles de k minutes avant et après chacun de ces points, on considère comme étant des points isolés les points de $S(t)=1$ qui ne sont présents qu'en un nombre inférieur à m points représentant $S(t)=1$ dans ces sections et on leur attribue une valeur 0 (graphique (h) sur la figure 5). En ce qui concerne l'ensemble restant de points, on attribue une valeur 1 à tous les points de $S(t)=1$ qui sont présents en un nombre inférieur à n entre une paire adjacente des points de $S(t)=1$. Un exemple du signal de sortie du moyen 21 d'exploitation d'indice de sommeil quand on a établi que $k=15$, $m=3$ et $n=15$ est

représenté sur le graphique (1) de la figure 5. A l'aide de ce traitement, on obtient des portions de traits noirs continus et ces portions sont considérées comme étant des périodes au cours desquelles sont inclus à la fois le sommeil paradoxal (REM) et le réveil.

La fréquence de pouls $H(t)$, la fréquence de référence H_r de pouls, la moyenne mobile $A(t)$ et l'indice de sommeil $S(t)$ qui ont été obtenus de la manière précitée sont introduits dans un moyen 22 de distinction 10 d'état de sommeil où les états de sommeil depuis le point de démarrage jusqu'au moment t_n de la mesure sont classés sur la base de l'indice de sommeil $S(t)$ fournie en tant que signal de sortie du moyen 21 d'exploitation d'indice de sommeil dans lequel une période au cours de laquelle 15 l'indice de sommeil $S(t)$ a une valeur 0 est discriminée comme étant une période de sommeil lent (NREM) et, au cours d'une période où $S=1$, la fréquence du pouls $H(t)$ ou la moyenne mobile $A(t)$ à l'intérieur de cette période est comparée avec la fréquence de référence H_r de pouls 20 et, quand la fréquence de référence H_r de pouls est supérieure à plus de la moitié des valeurs dans la période considérée, celle-ci est discriminée comme étant la période du sommeil paradoxal (REM) et comme étant la période de réveil quand la fréquence de référence H_r de 25 pouls est plus petite. On attribue la valeur 1 à l'indice de sommeil $S(t)$ pour la période de sommeil paradoxal (REM) et la valeur 2 pour la période de réveil. En outre,

une période au cours de laquelle un temps prédétermine T_8 après la fin de la période de sommeil paradoxal (REM) (par exemple 10 minutes) est considérée comme une période faisant immédiatement suite au sommeil paradoxal (REM). A l'aide de ces traitements, la période correspondant à l'indice de sommeil $S(t)$ fourni par le moyen 21 d'exploitation d'indice de sommeil est classée comme étant la période de sommet paradoxal ($S(t)=1$) et la période de réveil ($S(t)=2$), tandis que les périodes correspondant à $S(t)=0$ sont une période faisant immédiatement suite au sommeil paradoxal (REM) et une période de sommeil lent (REM).

Une comparaison du résultat de la discrimination de l'état de sommeil sur la base de la fréquence du pouls telle qu'obtenue selon le procédé précité en même temps qu'un enregistrement visuel au moyen d'un appareil d'enregistrement, tel qu'un polysomnographe, a prouvé que ces résultats sont cohérents à plus de 85%, ce que l'on peut considérer comme étant un pourcentage extrêmement élevé compte tenu du fait que même l'enregistrement visuel effectué par une pluralité de docteurs spécialisés dans le domaine considéré à l'aide du polysomnographe n'atteint qu'environ 90% et, de ce fait, le système selon la présente invention devrait avoir une grande utilité.

A un moyen 23 de commande de stimulus de réveil, la durée ou l'intensité d'un stimulus de réveil devant être appliquée à l'utilisateur est établie sur la base des

5 séquences d'état de sommeil. Ceci étant, pourvu que $n=N$,
N=1, ... 1 pendant le temps de mesure précité $T_n (=T_w-n \cdot T_1)$, $N \cdot T_1$ est la possibilité maximale d'avance du temps
de réveil et l'état de sommeil est mesuré à chaque
intervalle de temps T_1 après l'instant $T_w-N \cdot T_1 (=T_p)$.
Pourvu qu'ici l'unité de temps pour calculer le taux
d'impulsion $H(t)$ dans le moyen de mesure 11 pendant le
sommeil soit T_u (1 minute dans l'exemple précédent), il
est établi que $T_u \leq T_1 \leq T_w$. Si on effectue la discrimination
10 de l'état de sommeil à chaque intervalle de temps T_1
entre l'instant T_p et l'instant T_w , il est possible
d'obtenir un résultat parmi trois situations différentes,
à savoir : la période de sommeil paradoxal a pris fin et
a été remplacée par la période faisant immédiatement
15 suite au sommeil paradoxal ; la période de sommeil
paradoxal n'a pas été remplacée par la période faisant
immédiatement suite au sommeil paradoxal ; et la période
de réveil a déjà été atteinte.

Quand à fin de la période de sommeil paradoxal est
20 discriminée, un signal de réveil est engendré à la fin de
cette période de sommeil paradoxal pour mettre en
fonction un moyen 24 de génération de stimulus de réveil.
Comme stimulus de réveil, on peut utiliser un stimulus
sonore, un stimulus aromatique formé par un parfum de la
25 série menthe ou un parfum analogue connu pour avoir un
effet stimulant, un stimulus optique, et un stimulus
vibratoire, ces stimulus étant utilisés seuls ou en

22

combinaison. Quand on utilise le stimulus sonore ou optique, il est préférable que le niveau du stimulus augmente progressivement, mais on peut régler le stimulus sonore initial à une valeur relativement faible étant donné que le stimulus sonore a un effet stimulant plus élevé pendant la période faisant immédiatement suite au sommeil paradoxal.

Lorsque la période de réveil est discriminée, le stimulus de réveil est appliqué soit avant, soit juste au moment établi T_w , lequel peut être choisi, et il est préférable que le système permette à l'utilisateur d'effectuer cette sélection lors de l'établissement de ce moment à l'aide du moyen 20 d'établissement de temps. En outre, on considère que, parmi les stimuli de réveil, le stimulus sonore est un stimulus fort ayant un effet relativement élevé, tandis que le stimulus optique ou aromatique est un stimulus faible. Par conséquent, il est également efficace d'appliquer le stimulus faible d'une façon croissante depuis l'instant T_p , puis le stimulus fort à un moment optimal pour obtenir le stimulus de réveil, c'est-à-dire une application en deux étapes. Ceci permet de procurer à l'utilisateur une sensation de réveil extrêmement confortable lorsque, en particulier, la période faisant suite immédiatement au sommeil paradoxal n'a pas été atteinte entre l'instant T_p et l'instant T_w et, dans ce cas, le stimulus faible est appliqué de façon croissante pendant les périodes de

sommeil lent et de sommeil paradoxal et le stimulus fort est applique quand l'instant T_w est atteint, ce qui fait que le sommeil devient progressivement moins profond et on peut obtenir un réveil confortable.

Il peut être possible, par ailleurs, que l'utilisateur s'endorme de nouveau même après que le stimulus de réveil a été appliqué. Le dispositif selon la présente invention est par conséquent pourvu d'un moyen 25 détecteur de réendormissement, de manière à détecter si oui ou non l'utilisateur s'est de nouveau endormi. Ceci étant, le moyen 25 de détection de réendormissement effectue le même traitement que le moyen 15 de présomption d'instant de début de sommeil, de sorte que, quand la fréquence du pouls $H(t)$ présente une tendance décroissante ou si la fréquence moyenne du pouls pendant une période préterminée de temps devient plus faible que la fréquence de référence de pouls, cette situation sera considérée comme correspondant à un réendormissement. Quand cette situation existe, le moyen 24 de génération de stimulus de réveil est mis en action d'une façon continue ou intermittente pour appliquer le stimulus fort afin d'obtenir l'état de réveil d'une façon sûre.

En outre, l'indice de sommeil $S(t)$ obtenu dans le moyen 22 de discrimination d'état de sommeil est pris en mémoire dans le moyen 26 de mémorisation d'état de sommeil auquel est connecté un moyen de sortie 27, tel qu'un écran d'affichage, une imprimante ou autre

dispositif analogue. Par conséquent, après le réveil, le moyen de sortie 27 peut mettre à la disposition de l'utilisateur une sorte de diagramme de sommeil tel que celui représenté sur la figure 6. On peut aussi utiliser 5 un dispositif de sortie vocal comme moyen de sortie 27 afin que les données memorisées soient fournies de façon audible.

Bien que dans le mode de réalisation précédent, on ait fait allusion à un exemple d'utilisation d'une 10 fréquence de pouls pouvant être facilement obtenue, il est de même possible d'utiliser la fréquence de respiration comme signal biologique étant donné que, comme cela apparaît clairement dans la figure 7, la fréquence de respiration représentée par le graphique (b) 15 et la fréquence de pouls représentée par le graphique (c) sur cette figure 7 varient de la même manière en ce qui concerne l'état de sommeil.

REVENDICATIONS

1. Dispositif pour discriminer un état de sommeil d'une personne, dans lequel un paramètre physiologique rythmique par unité de temps établie par un moyen (20) d'établissement de temps de mesure, est mesuré par un moyen de mesure (11) et transformé en un signal biologique ($H(t)$), les fluctuations dans ce signal biologique sont calculées à partir de ce signal par un moyen (19) de calcul d'indice de variation, et l'état de sommeil est discriminé par un moyen (22) de discrimination d'état de sommeil entre des périodes de sommeil lent (NREM) et des périodes de sommeil paradoxal (REM) ainsi que des périodes de semi-réveil adjacentes aux périodes de sommeil paradoxal, caractérisé par le fait que le moyen (19) de calcul d'indice de variation fournit des indices de variation ($C(t)$) représentant les fluctuations du signal biologique ($H(t)$), ces indices de variation sont calculés par une combinaison linéaire de deux valeurs de variation dont la première ($I(t)$) indique une incrémentation en fréquence du signal biologique à partir du début de la mesure et dont la seconde ($D(t)$) indique l'écart type du signal biologique pendant un intervalle de temps de mesure, et comme un critère de discrimination des états de sommeil, une détermination du dépassement d'un seuil prédéterminé de valeur (C_{th}) par les indices de variation.
2. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé par le fait qu'il comprend, en outre, un moyen (12) pour établir une valeur de référence (H_r) qui peut être considérée comme étant le signal biologique ($H(t)$) dans un état de repos et dans un état de réveil sur la base du signal biologique au stade initial de la mesure, et un moyen (15) pour présumer que l'instant où le signal biologique devient inférieur à un seuil prédéterminé établi sur la base de ladite valeur de référence, est l'instant du début du sommeil.
3. Dispositif selon la revendication 2, caractérisé par le fait qu'il comprend, en outre, un moyen (22) de discrimination d'état de sommeil qui, lorsque ledit indice de variation ($C(t)$) indique lesdites périodes de sommeil paradoxal (REM) et de semi-réveil, discrimine

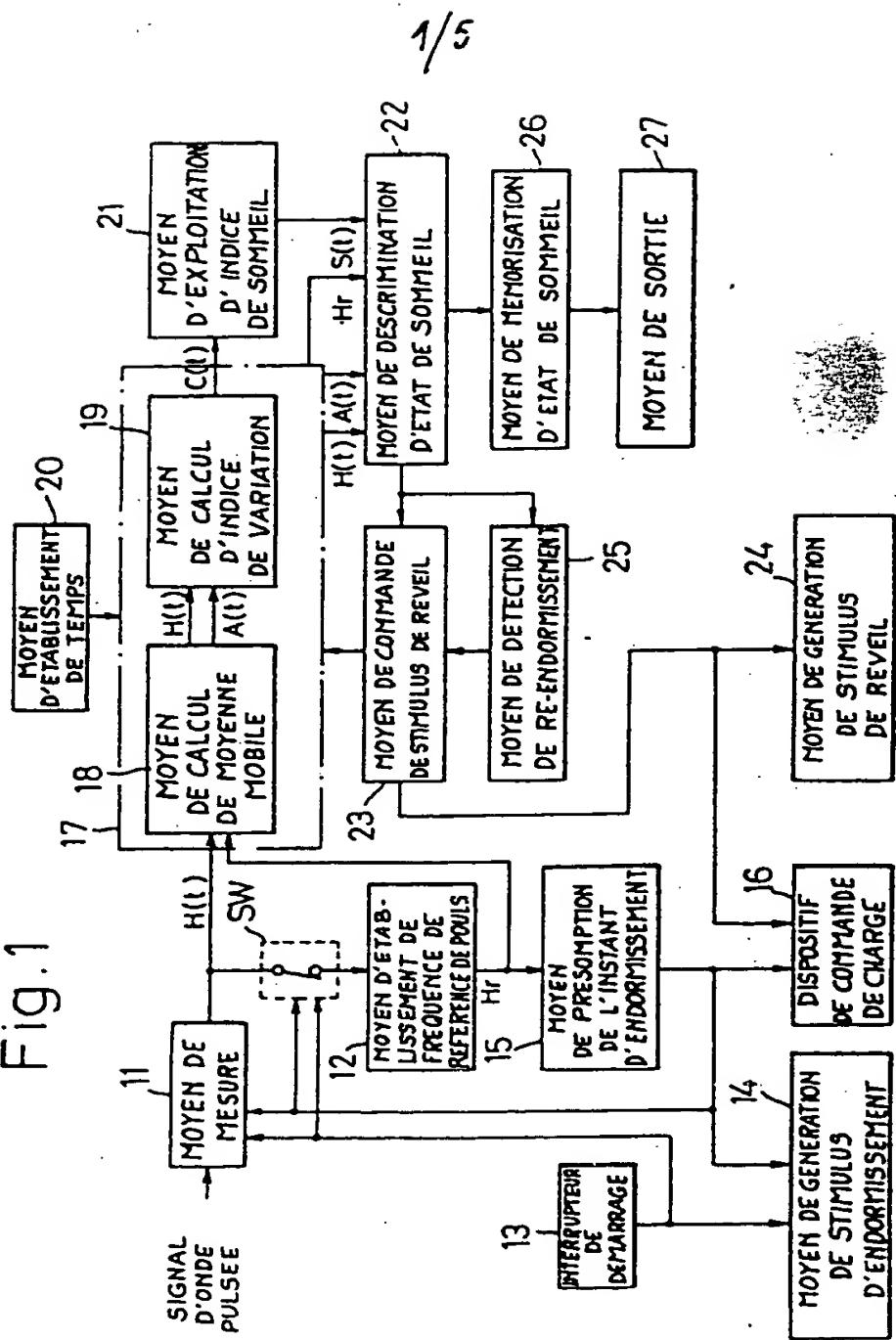
comme étant une période de réveil, un état dans lequel, soit le signal biologique ($H(t)$), soit une valeur moyenne mobile ($A(t)$) du signal biologique, est supérieur à une valeur de référence (H_r) par rapport à un ensemble de mesures plus élevé qu'un taux dans une section de temps prédéterminé et comme étant une période de sommeil paradoxal (REM) tout autre état.

4. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé par le fait que le moyen (19) de calcul d'indice de variation sert à obtenir une courbe de tendance ($T_r(t)$) indiquant une tendance de la variation en fonction du temps s'écoulant sur la base d'une moyenne mobile ($A(t)$) du signal biologique ($H(t)$), et cette courbe de tendance est celle que l'on obtient par le fait qu'une première courbe de rythme (R_1) est obtenue à l'aide des valeurs minimales de la moyenne mobile ($A(t)$) pendant chaque unité de temps dans le sens d'écoulement du temps, une seconde courbe de rythme (R_2) est obtenue à l'aide des valeurs minimales de la moyenne mobile pendant chaque unité de temps en sens inverse d'écoulement du temps et la valeur la plus grande entre les première et seconde courbes de rythme est portée à chaque instant sous la forme d'un point sur la courbe de tendance ($T_r(t)$).

5. Dispositif selon la revendication 3, caractérisé par le fait qu'il comprend, en outre, un moyen (24) pour engendrer un stimulus de réveil devant être appliqué à l'utilisateur, un moyen (20) pour établir un temps de réveil, et un moyen (23) pour commander le fonctionnement du moyen (24) de génération de stimulus de réveil.

6. Dispositif selon la revendication 5, caractérisé par le fait qu'il comprend, en outre, un moyen (25) pour déceler un état de réendormissement sur la base dudit signal biologique ($H(t)$) mesuré après l'actionnement du moyen (24) de génération de stimulus de réveil et pour actionner de nouveau ce moyen de génération de stimulus de réveil.

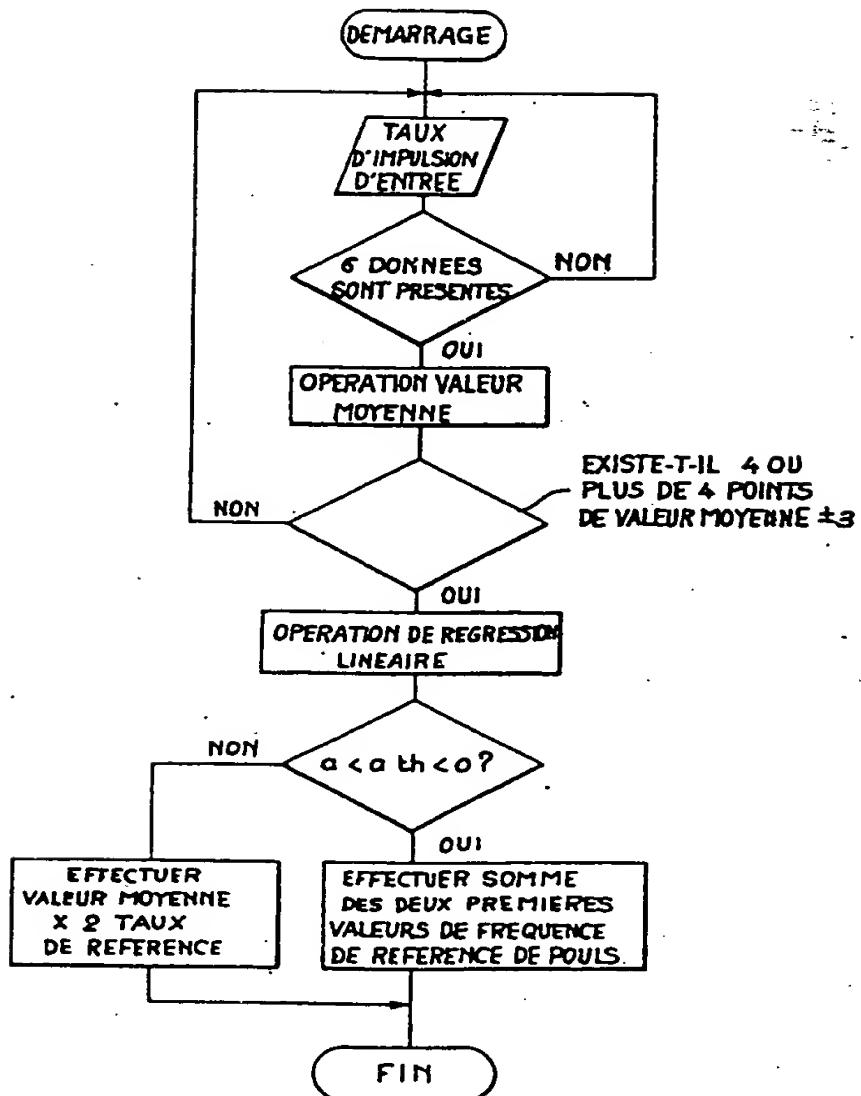
Fig. 1



2649512

2/5

Fig. 2



2649512

3/5

Fig. 3

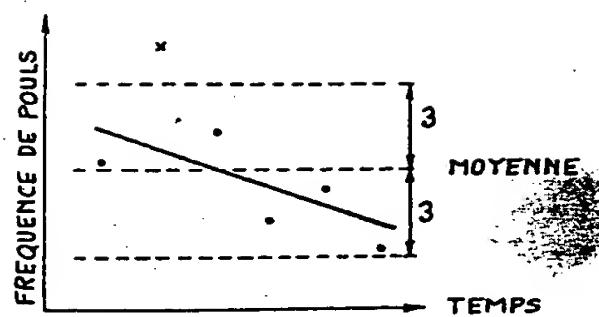
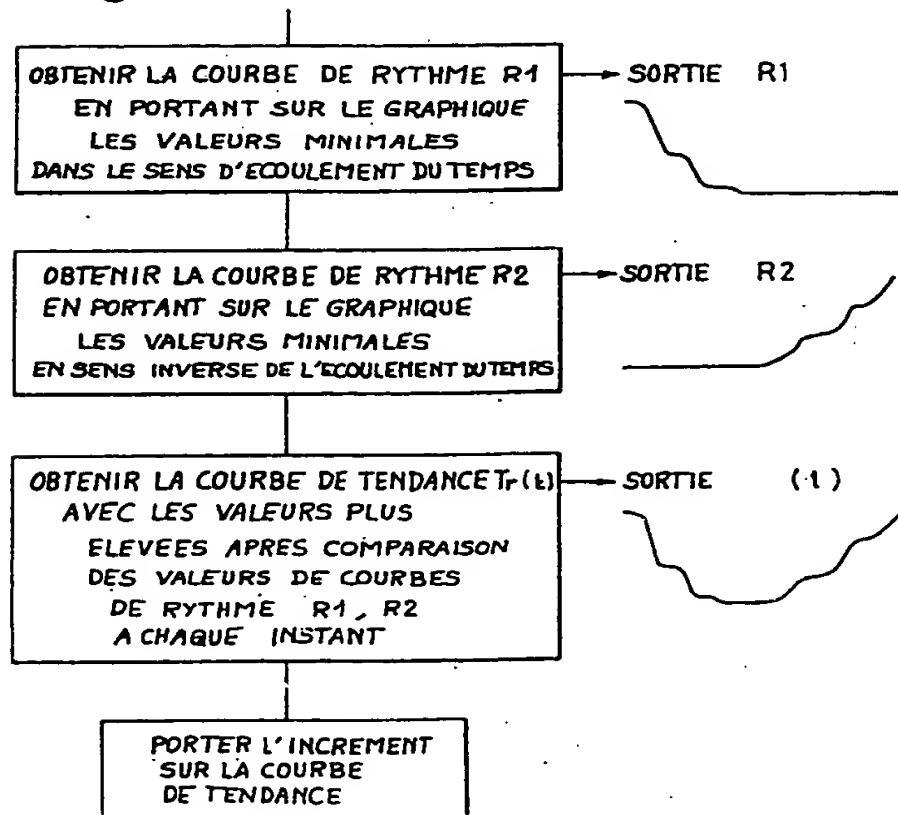


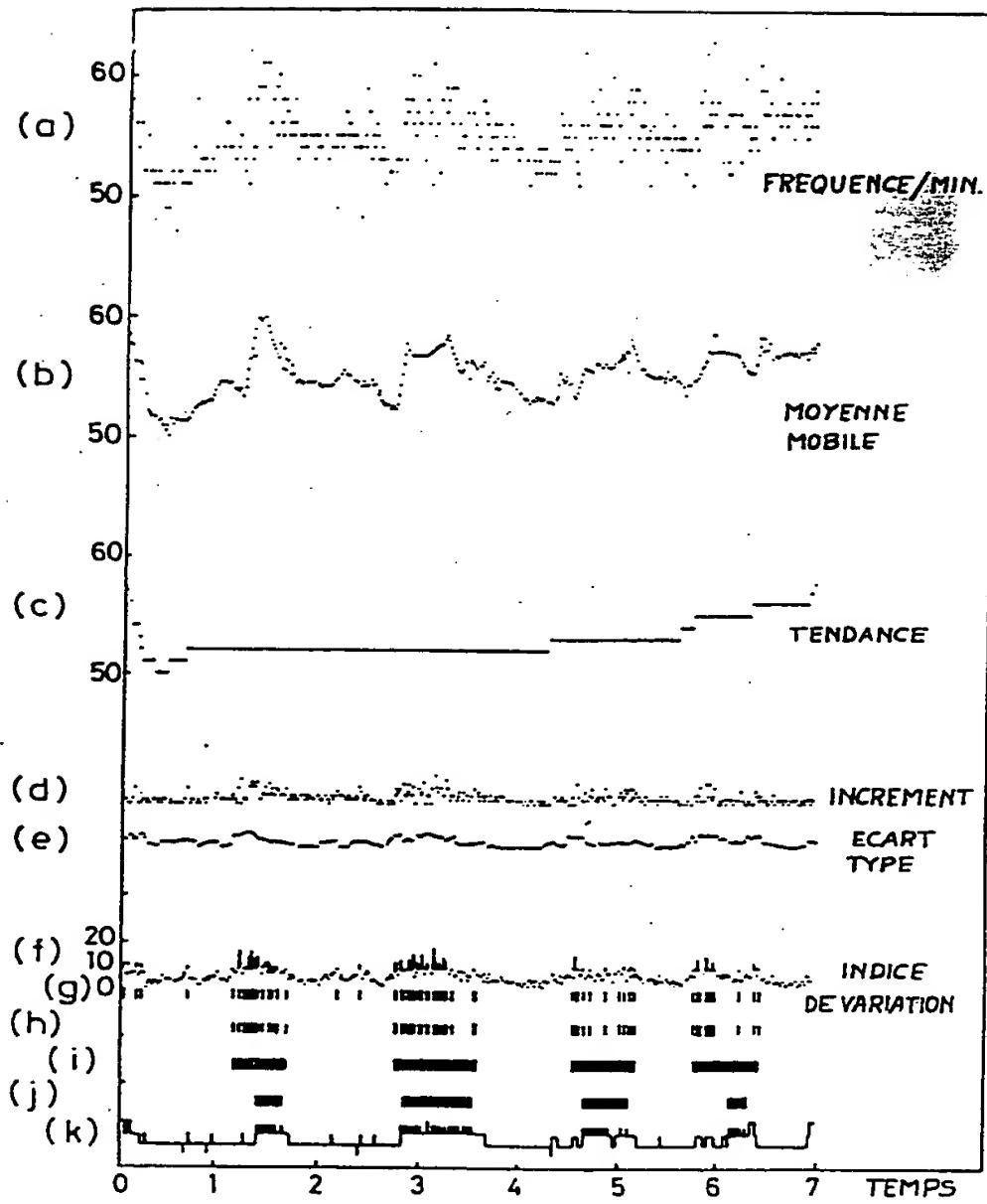
Fig. 4



2649512

4/5

Fig. 5



2649512

5/5

